

Efecto de la temperatura corporal en medio líquido en la resistencia a la fatiga cíclica de limas Hyflex CM y Hyflex EDM



Autor: Francisco Vicente Suero

Director: José Carlos de la Macorra García

Co-directora: Ana Arias Paniagua

Departamento: Estomatología II

Facultad de Odontología. Universidad Complutense de Madrid

Agradecimientos

En primer lugar, quería agradecer al director de mi trabajo de fin de máster, José Carlos de la Macorra haberme brindado la posibilidad de trabajar con él, en uno de sus proyectos de investigación, de dedicar tiempo a realzar un buen trabajo y haberme enseñado que la odontología no es sólo clínica y que también hay otra odontología que es la investigación y que gracias a ello la ciencia avanza aportando un beneficio a las personas y satisfacción personal.

En segundo lugar, a la co-directora del trabajo, Ana Arias, por plantearme esta posibilidad de trabajar con ella y el doctor de la Macorra y sobre todo, por enseñarme y ayudándome todo lo posible con el complejo mundo de la endodoncia y en otros aspectos personales que le estoy muy agradecido.

También quiero agradecer a los dos su exigencia y ética en el trabajo buscando siempre la perfección.

Y por último, agradecer a mis padres, mi hermana y amigos (que por suerte son muchos, no los nombro pero ellos saben quien son) por siempre estar dando apoyo incondicional en los buenos, malos y peores momentos.

1. Introducción

Historia

El nacimiento de la aleación de Níquel-Titanio (NiTi) tuvo su origen en los laboratorios de investigación naval en Silver Springs, (Maryland, USA) en 1963 de la mano de William Buehler que buscaba una aleación no magnética, resistente al agua salada para tener una aplicación naval (1).

La aleación ha tenido numerosas utilidades en diversos campos de la ciencia (2). En la odontología tuvo su introducción en 1973 con Andreasen (3) demostrando la aplicabilidad del NiTi en alambres de ortodoncia. El primer contacto con la endodoncia de la aleación del NiTi fue en 1975 con Civjan (4) que estudió las propiedades físicas y su aplicabilidad para instrumentos endodónticos, pero no fue hasta 1988 cuando Walia (5) describió su aplicación desarrollando a partir de alambres de ortodoncia limas del número 15 que mostraron 3 veces más flexibilidad en movimientos de rotación horaria-antihoraria y una mayor resistencia a la fractura torsional en comparación con limas de acero inoxidable del mismo calibre.

Características

Las dos características principales de esta aleación intermetálica, y por la que despierta especial interés en el campo de la odontología, son la memoria de forma tras un tratamiento térmico apropiado y la superelasticidad (6), o capacidad de poder deformarse volviendo a la disposición original al cesar el estímulo que ha provocado la deformación.

El NiTi está compuesto por un 56% de Níquel y un 44 % de titanio en peso teniendo una relación equiatómica entre ambos metales (relación en peso atómico) de 1:1 (6,7). La aleación puede aparecer en diferentes formas cristalográficas (7) siendo la más común la forma 55-Nitinol que posee capacidad para modificar el tipo de enlace atómico (6) confiriendo al NiTi un comportamiento no lineal (7) que provoca una alteración de sus propiedades cristalográficas y mecánicas (6).

Esta capacidad para variar el tipo de enlace atómico permite que el NiTi pueda aparecer en tres formas bien diferenciadas (6) de acuerdo al módulo de elasticidad de Young:

1. Fase austenítica: en el módulo de elasticidad representa la fase elástica del NiTi, en la que el material tras sufrir una deformación recupera su estado inicial tolerando hasta un 8% de deformación para volver a su estado inicial. La aleación está a temperatura elevada permaneciendo estable en una conformación cristalina cúbica B2 (6,7).
2. Fase R o premartensítica, característica de la aleación de NiTi, es una fase en la que el módulo permanece sin cambios ya que el material se encuentra en transición de fase austenítica a martensítica o viceversa que se produce por un esfuerzo mecánico o cambio de temperatura otorgando al NiTi las propiedades de superelasticidad y memoria de forma (5,6).
3. Fase martensítica, representa la fase plástica en la cual el NiTi mantiene dicha deformación. Si no excede su límite elástico puede recuperar su forma de origen pero si supera ese límite elástico no puede recuperar su disposición inicial y mantiene dicha deformación. La aleación se encuentra en este estado a temperatura ambiente en una conformación cristalina monoclinica B19 (6,7).

Es de importancia la fase R en la cual se encuentra el intervalo de temperatura de transformación (TTR). Este intervalo puede ocurrir en el paso de la configuración austenítica a la martensítica o viceversa, apareciendo la fase R mientras se produce dicho cambio. Cuando el NiTi austenítico se enfría se transforma en martensítico y la temperatura a la que comienza este cambio se denomina “temperatura de comienzo martensítica (M_s)” y la temperatura a la que finaliza se denomina “temperatura de acabado martensítica (M_f)”.

En sentido inverso cuando el NiTi martensítico se calienta pasa a austenítico. La temperatura en la que comienza este cambio se denomina “temperatura de comienzo austenítica (A_s)” y la temperatura a la que finaliza “temperatura de acabado austenítica (A_f)” (6,7).

Figura 1. *Gráfica del módulo de elasticidad de Young para el NiTi (6)*

(A_f)” (6,7).

Es importante saber en qué fase microestructural está una aleación de NiTi, para entender su comportamiento mecánico, y con ello observar las propiedades de memoria de forma y superelasticidad que aparecen, respectivamente, al aplicarse cambios de temperatura o estrés mecánico (7).

Al producirse una deformación el NiTi cuando está en fase martensítica, esta se mantiene por la propiedad de memoria de forma (histéresis). Esta deformación puede ser revertida al aumentar la temperatura del NiTi por encima de la temperatura de transformación, manifestándose un comportamiento elástico que provoca el cambio del estado martensítico a austenítico y recuperando la forma original siempre que no supere su límite elástico (un 8%) no sea superado, ya que si lo es la deformación plástica es irreversible (6,8,9).

Figura 2. *Diferentes comportamientos del NiTi según el estado. Observar que al aumentar la temperatura cambia su conformación y por extensión su comportamiento (9)*

La memoria de forma y la superelasticidad que pueda tener el NiTi está influida por diversos factores, como son la variación de la proporción de Ni o Ti. La presencia de impurezas (10) y los tratamientos mecánicos o del templeado (7,11,12), (aspecto crítico para el comportamiento del NiTi porque sin un tratamiento térmico adecuado se produce pérdida de elasticidad).

En su forma nativa el NiTi está en un estado austenítico a temperatura ambiente sin tener las propiedades de superelasticidad y memoria de forma (10) por lo que es un material frágil. Al tratarse a temperaturas elevadas en un intervalo de entre 450-550°C, la aleación se vuelve más dúctil obteniendo las propiedades de superelasticidad y memoria de forma (13).

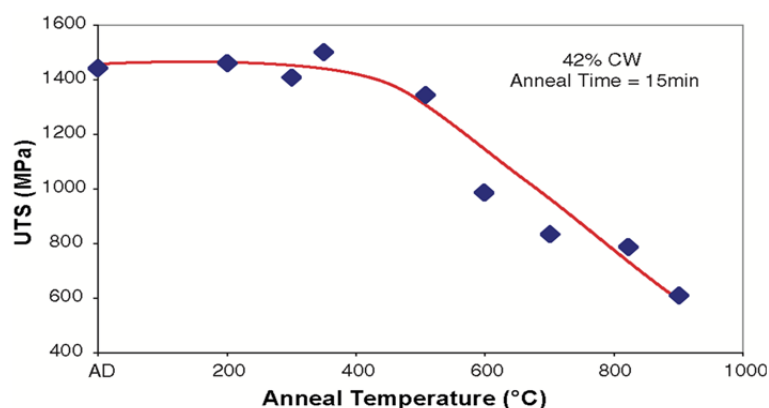


Figura 3. *Tratamiento térmico de NiTi. Destacar el rango comprendido entre 450-550°C, cuando el NiTi empieza a ser dúctil y obtiene la capacidad de superelasticidad y memoria de forma (13)*

Se observa en la gráfica como hasta los 350°C no se producen cambios en el NiTi nativo. Se debe superar esa temperatura para que haya una reorganización cristalográfica, lo que explica que cualquier proceso de templado afecta a la temperatura de transición (8,13).

Este procesado del metal es importante porque se consigue elevar la temperatura de transformación de la fase R. En el NiTi sin tratamiento térmico la temperatura de transformación es baja, por lo que no dispone de memoria de forma y se encuentra en una fase austenítica. En cambio si se eleva la temperatura de transformación se puede deformar el material y mantener la forma tras cesar el estímulo para volver a recuperar su forma original si se calienta a una temperatura más elevada como ocurre supuestamente por ejemplo al esterilizarse en el autoclave (14). También se ha propuesto que el tratamiento térmico es importante para tratar defectos en la red cristalina ya que al volver a una disposición austenítica se reorganiza sin quedar desperfectos (15).

Ventajas e inconvenientes

Los diferentes sistemas de limas rotatorias que están compuestos con aleación NiTi confieren ventajas en su uso cuando se comparan con sistemas rotatorios y/o manuales fabricados con otras de otro tipo de aleaciones. Entre estas ventajas:

- Flexibilidad, el NiTi tiene un módulo elástico de dos a tres veces un menor que el acero inoxidable, y con ello una mayor resistencia a la fractura (5,6,16).

Esta mayor flexibilidad del NiTi respecto al acero permite una mejor conservación de anatomía original del conducto. La aleación de NiTi disminuye la posibilidad de producir una deformación del conducto de forma sustancial y con ello el riesgo de transporte apical (independientemente del calibre utilizado) (16-18).

Además, esta flexibilidad permite la fabricación de limas de mayor conicidad, que además se vienen utilizando de forma mecánica, por lo que su uso permite un menor tiempo de trabajo durante la conformación de conductos radiculares.

- Así pues, el empleo limas rotatorias de NiTi utilizadas con un micromotor específico permiten una mejor adaptación al conducto radicular al producir una conformación más anatómica y conservadora del conducto rebajando considerablemente el tiempo de trabajo (17,19).
- No se necesita precurvado previo (16).

A pesar de que el uso de limas rotatorias de NiTi ha mejorado el trabajo en endodoncia algunos inconvenientes:

- Las limas de NiTi se usan de forma mecánica lo que provoca una pérdida de tacto al realizar la instrumentación (20).
- La rápida conformación que se consigue con los sistemas rotatorios de NiTi puede suponer un inconveniente, en casos en los que el clínico no realice una correcta irrigación por no dejar suficiente tiempo de trabajo a los irrigantes. Podría ser coadyuvante una reinfección del sistema de conductos y un fracaso en el tratamiento de conductos (21).
- Si se usa una lima rotatoria de NiTi en conformación austenítica la lima tenderá a tener un comportamiento elástico y a enderezarse dentro del conducto (6) con consecuencias indeseadas como la sobreinstrumentación o los escalones.
- El principal problema que tienen las limas de NiTi es la fractura durante la fase de instrumentación del tratamiento de conductos (22,23) quedando frecuentemente atrapadas, lo que compromete el resultado del tratamiento de conductos y la viabilidad del diente tratado. Hay dos mecanismos de fractura hay dos mecanismos bien diferenciados: La fractura torsional y la producida por fatiga cíclica (17,22,24). Este aspecto es el relativo a este trabajo por lo que se ampliara en el siguiente apartado.

Mecanismos por los que se fracturan los instrumentos: torsión y fatiga cíclica

Sattapan en el año 2000 (25) definió estos dos mecanismos:

- La fractura por torsión se produce cuando alguna parte del instrumento, más frecuentemente su extremo apical, queda trabada y el resto del instrumento sigue rotando. Se llega a un punto en el que se sobrepasa el límite elástico, se produce deformación plástica que, si no cesa, provoca finalmente la fractura. La deformación plástica se traduce en cambios macroestructurales que se pueden identificar y alertar del deterioro.

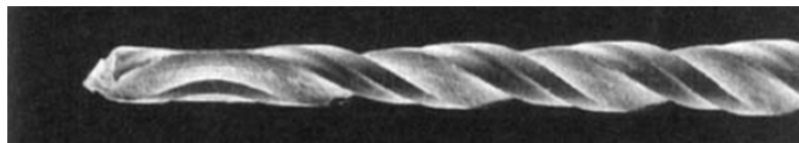


Figura 4. *Imagen de lima fracturada por torsión obtenida a microscopio electrónico de barrido (25)*

- La fractura por fatiga cíclica se produce en el punto de máxima curvatura, el cual es el punto de máxima flexión de la lima. En este punto hay tensión en la zona externa y compresión en la zona interna. Debido al giro de la lima se van alternando cambios microestructurales hasta que se produce la fractura del mismo (25).

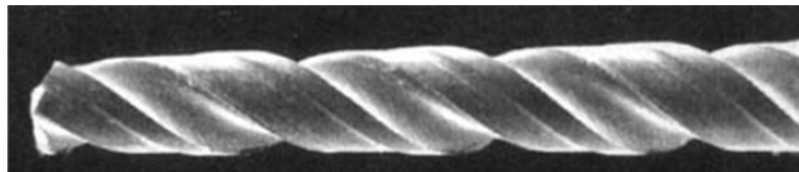


Figura 5. *Imagen de una lima fracturada por fatiga cíclica obtenida a microscopio electrónico de barrido (25)*

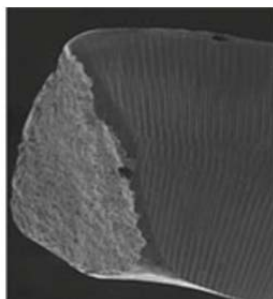
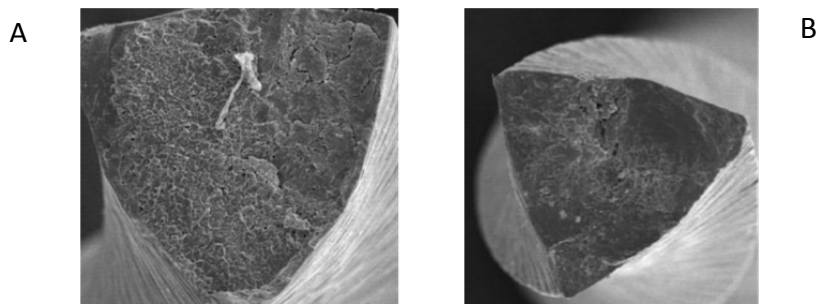


Figura 6. *Imagen de una lima fracturada por fatiga cíclica obtenida a microscopio electrónico de barrido (26)*

La fatiga cíclica es un fenómeno acumulativo de ciclos de tensión-compresión (17). Se diferencia de la torsional en que el instrumento gira libremente y no se traba. Además no hay signos de deterioro previos a la fractura como en el caso de la fractura por torsión (23,25).

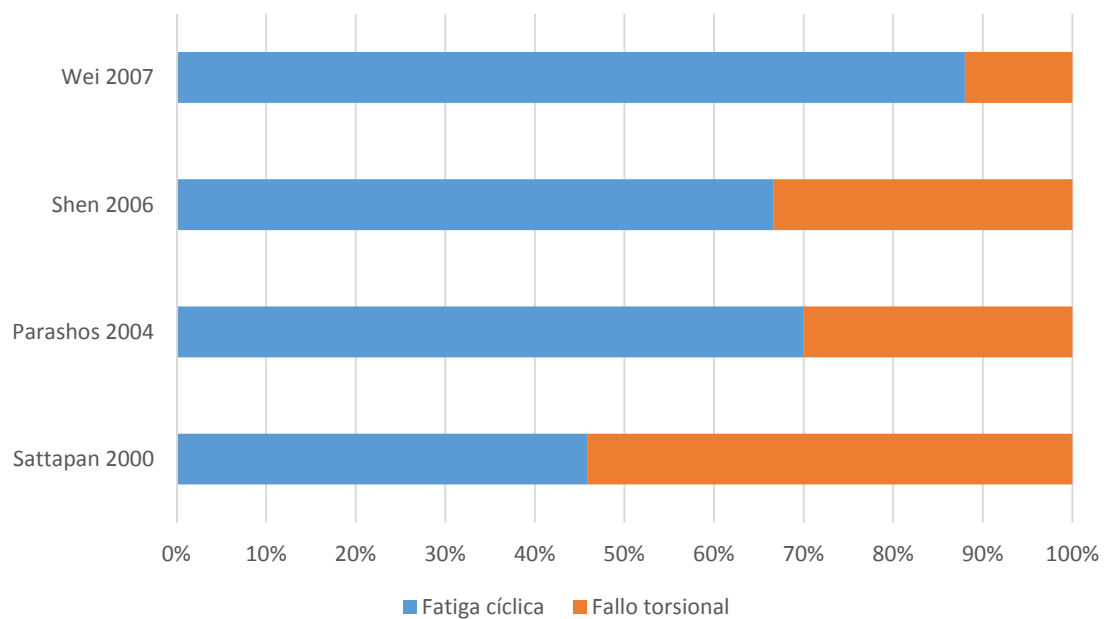
Ambos fenómenos muestran patrones microscópicos de fractura diferentes. Mientras que la fractura por torsión se caracteriza por marcas circulares de abrasión (27), las observadas en la fractura por fatiga cíclica comienzan con pequeñas microfracturas que aparecen con el estrés acumulativo de los ciclos alternativos de compresión-flexión y se propagan hasta producir una fractura dúctil del material (28). Ambos patrones se pueden encontrar en una misma fractura.



Figuras 7 y 8. *Patrones microscópicos de fractura, (A) fractura torsional, (B) fractura por fatiga cíclica (27)*

Según Wei y colaboradores, la fractura tiene una prevalencia que oscila entre el 1,3 y el 14% (29). Del total de todas las fracturas hay casi unanimidad entre autores de que la proporción mayor es la causada por fatiga cíclica, representando entre el 45 a 88% de las fracturas. La fractura torsional varía entre el 12 y el 55% (25,29-31).

Figura 9. *Causas de la fractura de instrumentos de NiTi (25,29-31)*



De estos dos fenómenos, el fallo torsional tiende más a aparecer en conductos rectos y angostos y la fatiga cíclica tiende a aparecer en conductos curvos, pero cualquiera de ellos puede aparecer en cualquier tipo de conductos, incluso simultáneamente (32).

Factores que influyen en la fractura por fatiga cíclica

La fractura por fatiga cíclica tiene orígenes complejos y es multifactorial (22,29,33). Estos factores son cuatro; Por parte del operador, su forma de uso y número de usos, los factores anatómicos de los sistemas de conductos, factores anatómicos de la lima y proceso de esterilización, irrigantes y temperatura.

En este trabajo el objeto de estudio son los factores propios de las limas y como los procesos de esterilización, irrigación y temperaturas pueden modificar sus propiedades, por ello sólo se desarrollaran con especial énfasis los epígrafes tres y cuatro.

1. Uso por parte del operador

La influencia del operador es importante pues indudablemente un uso incorrecto puede conducir a la fractura. La forma correcta de empleo de las limas es con movimientos de entrada y salida y aplicando presión ligera (22), debe también realizarse un correcto *glide path* acompañado con el uso de irrigantes, que tienen una función de desbridamiento y de lubricación (34). Varios estudios (35,36) observaron mejores resultados con instrumentaciones dinámicas al disminuir la concentración de un punto concreto de flexión disminuyendo así la posibilidad de fractura por fatiga cíclica como si se produciría en una instrumentación estática.

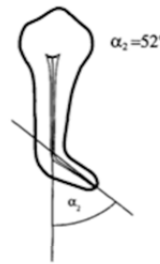
Otro aspecto en el que influye el operador es el número de usos que le dé a una lima. El uso repetido reduce significativamente la resistencia a la fatiga cíclica (37), pero actualmente no hay consenso acerca de cuantos usos pueden hacerse antes de que se produzca la fractura, por lo que el límite es variable según la habilidad del clínico, las propiedades de la lima y la dificultad que tengan los conductos tratados (22), aunque los fabricantes recomiendan por lo general un solo uso.

La velocidad de rotación es otro factor que puede influir en la fatiga de las limas, observándose que las velocidades altas reducen el tiempo necesario para provocar la fractura y tiempos menores lo aumentan significativamente (26,38,39).

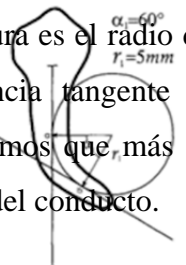
2. Factores anatómicos de los sistemas de conductos

Los factores anatómicos que influyen principalmente son la curvatura de los conductos y su diámetro. Pruett y colaboradores (38) definieron dos conceptos claves para comprender este factor:

- El ángulo de curvatura es el ángulo que se forma entre el eje de dos tramos contiguos del conducto radicular que tienen con diferentes direcciones.



- El radio de curvatura es el radio de aquella circunferencia tangente al eje de esos dos tramos que más se adaptan al trazado del conducto.



A menor radio de curvatura es más probable que haya una fractura por fatiga cíclica (40).

Otros factores como anatomías complejas o conductos angostos no influyen en la fatiga cíclica pero si en la fractura por fallo torsional (25).

3. Factores intrínsecos de la lima

Los factores asociados a las limas son múltiples; la filosofía de trabajo para la que esté concebida y el tipo de movimiento con el que se utiliza, el diseño de su sección transversal, el calibre de la lima y su conicidad, el proceso de fabricación y el tipo de acabado. Todos ellos determinan su resistencia (22,30,33).

El diseño de la sección transversal tiene un papel importante en la resistencia a la fatiga cíclica (41) debido a la distribución de las cargas que se producen en los ciclos de presión-tensión (22), pues las áreas transversales voluminosas son más

rígidas al tener más masa y son, así, más susceptibles a la fractura que las áreas transversales más pequeñas, con menos masa y mayor flexibilidad y resistencia cuando se someten a ciclos de flexión-compresión en curvaturas pronunciadas (24,41). Este diseño influye también en qué partes activas del instrumento están en contacto con la pared del conducto, ya que a mayor contacto de la lima con la pared hay una cantidad mayor de masa implicada, lo que hace que esas partes sean más rígidas y proclives a la fatiga cíclica (42).

Además de las áreas transversales, el diámetro es un factor importante en la fatiga cíclica. Las zonas con diámetros grandes en el punto de máxima flexión tienen una menor resistencia a la fatiga cíclica que las que los tienen pequeños (41). Esto se debe al acúmulo de estrés interno del material. En cambio, al ser un mecanismo diferente de fractura en la fractura torsional, un incremento del diámetro del instrumento y la sección transversal aumentan la resistencia a la fractura torsional, lo cual diferencia ambos fenómenos (22).

La fabricación del instrumento es un factor determinante en su resistencia a la fractura. Puede haber inclusiones de materiales extraños como óxidos, nitrógeno o carbono formando agregados que produzcan zonas débiles donde pueden iniciarse microfisuras del material (43). Cuanto más compleja sea la fabricación es más probable que esto ocurra (22).

El movimiento que se impone a la lima también influye en su resistencia a la fatiga cíclica. Se ha observado que las limas que trabajan con un giro recíprocante son más resistentes que las que trabajan en giro continuo, porque en aquel caso estará sometida a esfuerzos de compresión-tracción más bajos (38,44). Sistemas como WaveOne o Reciproc que trabajan con un movimiento recíprocante, han mostrado una mayor resistencia a la fatiga cíclica que sistemas de rotación continua como ProTaper Universal (44).

4. Proceso de esterilización, irrigantes y temperatura

El proceso de esterilización también se ha mostrado como un factor que puede modular la fractura por fatiga cíclica (23,45-47). Se ha observado que las limas

de NiTi con tratamiento térmico tienen un comportamiento superior en cuanto a resistencia a la fatiga cíclica que las limas de NiTi tradicional pero tras su uso clínico y esterilización posterior las limas de NiTi tratado no mejoran su comportamiento y pierden progresivamente flexibilidad. En cambio las limas de NiTi convencional sí mejoran sus propiedades (48,49) consiguiendo una mayor flexibilidad (45). Esto se debe a que el proceso de esterilización puede alterar las fases microestructurales de austenita y martensita afectando a la propiedades mecánicas. Plotino y colaboradores (23) plantearon que esta influencia en las fases microestructurales afectan a las limas de NiTi convencional y no a las que llevan un tratamiento térmico adicional, lo cual se entendió como una ventaja del tratamiento térmico de la aleación y no una ventaja de la esterilización. Estas diferencias de las propiedades que se observan en el NiTi tradicional no se observan en las limas que llevan tratamiento térmico adicional (23,45,46).

En cuanto a la irrigación Shen y cols. (50) observaron que la fatiga del NiTi es sensible a la temperatura, tanto a la que tenga la lima como a la del ambiente en la que esté inmersa. Por ello, un medio acuoso como es el que trabajan las limas puede funcionar como un disipador de calor para alargar la vida de fatiga cíclica. En este mismo estudio se destaca que esta ventaja aparece principalmente en limas que hayan sido tratadas con tratamiento térmico adicional.

En los últimos estudios de fatiga cíclica que han aparecido en la literatura se propone la temperatura como un factor a tener en cuenta debido a que su variación puede suponer un cambio en sus propiedades mecánicas. En función de la temperatura a la que trabajan las limas, su resistencia a la fatiga cíclica varía observándose una mayor resistencia a temperaturas ambiente y frías que a las temperaturas corporales o superiores (9,42,51,52).

Innovaciones en los instrumentos endodónticos

Al observarse y comprenderse los múltiples factores que influyen en la fractura, en especial por fatiga cíclica, han surgido durante estos últimos años diversas innovaciones para reducir la posibilidad de que se produzca la fatiga de las limas centrándose en dos

aspectos principales que son mejorar la aleación de NiTi y en el diseño de las limas (45,46,49).

Las innovaciones en la aleación es uno de los campos que más mejoras ha incorporado, obteniéndose mejorías sustanciales en las propiedades mecánicas. Las primeras limas de NiTi que surgieron no llevaban tratamiento térmico adicional y es lo que actualmente se conoce como “NiTi convencional” o NiTi superelástico (SE-NiTi) al cual se le aplica un proceso de fresado denominado “*grinding*” (53). Al NiTi tradicional para eliminar defectos superficiales producidos en el grinding se añadió en ocasiones un procesado final con electropulido con el que se consigue dejar una superficie lisa, sin imperfecciones ni microfisuras, eliminando adiciones de materiales ajenos al NiTi (22). El NiTi tradicional tiene una estructura austenítica y un comportamiento elástico (7,54). A partir del año 2000 comenzó a emplearse un tratamiento térmico adicional por el que el NiTi sufre un cambio de comportamiento mejorándose sus propiedades mecánicas (7,55). Esto es debido a que con dicho tratamiento térmico aumenta la temperatura de A_f y por lo tanto tienen una conformación martensítica a temperatura corporal (10,54,55). La fase martensítica del NiTi mejora al NiTi tradicional en varios aspectos:

- Mejor resistencia a la fatiga cíclica respecto al NiTi convencional (7,54,55).
- Mayor flexibilidad: Se necesita una menor cantidad de energía para deformar una lima NiTi tratada térmicamente obteniendo una mejor adaptación a los conductos a tratar (7).
- Memoria de forma: El NiTi al estar en una conformación martensítica tiene un comportamiento plástico manteniendo la deformación que se le aplique evitando la deformación del conducto mediante la sobreinstrumentación (7).

Actualmente, se disponen de diferentes limas de NiTi con diferentes tratamientos térmicos que en mayor o menor proporción contienen NiTi en estado martensítico para un mejor manejo clínico. La filosofía de estas limas se basa en el control de la microestructura del NiTi. En este sentido las nuevas aleaciones de NiTi no tratan el problema de los defectos superficiales con electropulido como el NiTi tradicional ya que al controlar la microestructura dicho proceso es superfluo (7,17,56). Las aleaciones en orden cronológico de aparición son:

- En 2007 aparece la primera aleación con tratamiento térmico (M-Wire, Sportswire LLC, Langley, OK) con las limas GT Serie X (Dentsply Tulsa Dental Specialities). Se

introduce un tratamiento térmico y mecánico que elevan la temperatura de transición manteniendo la lima en un estado pseudoelástico (7,17,57,58). Alapati y colaboradores (55) observaron que el M-Wire tiene una temperatura A_f de aproximadamente a 45°C y con una temperatura A_s de aproximadamente 37°C. Al-Hadlaq y colaboradores demostraron la superioridad de la aleación comparando las limas GT de NiTi convencional frente las limas GT serie X de M-wire en las que la única diferencia que hay es la aleación (57).



Figura 10. Lima GT serie X

- En 2008 surge la aleación R-Phase (SybronEndo), utilizándose en las limas Twisted files (TF). Se caracteriza por tener un tratamiento térmico que pasa el NiTi de austenita a fase R. Esta fase es una fase intermedia con estructura romboédrica que aparece durante la transformación de martensita a austenita (en el calentamiento), o en la transformación inversa de austenita a martensita (al enfriar). A la vez que se introdujo esta mejora, se produjo una forma de fabricación diferente: un proceso de enrollamiento o “*twisting*” que sustituye al habitual fresado o “*Grinding*” que se utilizaba hasta entonces y que aún hoy continua empleándose (7).



Figura 11. Lima Twisted file

- En 2010 aparece la aleación controlled memory-Wire (CM-Wire) (DS Dental, Johnson City, TN), utilizada en las limas Hyflex CM (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH). Las limas Hyflex CM aparecen en 2011, con una mayor proporción de Ti (48%) y menor de Ni (52%) en peso (59). Tienen un proceso de fabricación termomecánico patentado que consigue una A_f aproximada de alrededor de 50°C y una estructura

híbrida entre fase-R y martensítica a temperatura corporal durante su uso.

Son unas limas extremadamente flexibles sin el comportamiento elástico de las limas con NiTi convencional, lo que permite realizar conformaciones muy anatómicas y reduce el riesgo de perforación o transporte apical (7,56,58). Tienen una alta resistencia a la fatiga cíclica (56) y resistencia normal a la fatiga torsional similar a las limas de NiTi convencional (8). Estas características se vieron también en las limas Typhoon (TYP, Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT) que tienen una aleación CM-Wire observándose 7 veces más resistencia a la fatiga cíclica que limas de NiTi convencional (60).



Figura 12. Lima Hyflex CM

Las limas Hyflex CM están concebidas para usarse con una técnica Crown-Down o single length (47), La velocidad de rotación recomendada es de 500 rpm con un torque de 2,5 Ncm en rotación continua. Tienen un diseño de la sección transversal variable según el tramo donde se encuentre siendo rectangular en la zona apical, trapezoidal en la zona media y triangular en coronal (7). Su superficie es lisa (61). La combinación de estos factores permite una resistencia más alta que la de otros tipos de sección transversal siendo, en palabras del fabricante, un 300% más resistentes que las limas diseñados con NiTi convencional.

En esta misma línea Peters y colaboradores. (8) observaron un comportamiento superior de las limas Hyflex CM respecto a limas de la misma aleación en condiciones similares. Shen y colaboradores (56) confirmaron la información del fabricante al observar una resistencia a la fatiga cíclica de 3 a 9 veces mayor que la de las limas de NiTi convencionales, siendo testadas en seco y en diversos líquidos. Ambos estudios observaron las limas nuevas, no sometidas a uso clínico, lo que confiere seguridad ante posibles fracturas por fatiga cíclica.

Shen y colaboradores (56), en el estudio citado anteriormente observaron limas Hyflex

CM después de su uso clínico, y observaron que A_f se redujo por debajo de la temperatura corporal debido a cambios en las propiedades microestructurales, siendo más notorios en la parte apical que en la coronal, produciendo en última instancia una pérdida de elasticidad y volviéndolas más susceptibles a la fractura por fatiga cíclica. El fabricante asegura que los instrumentos, tras su uso y posterior esterilización, recuperan la forma original y sus propiedades microestructurales. Sin embargo varios estudios (8,47) constatan que no todos los instrumentos tras la esterilización recuperan la forma original tras sufrir deformación plástica. Esto va aumentando cuanto más usos tengan las limas, siendo más probable que no recuperen la forma contra mayor sea el calibre y mayor masa haya donde se produzca la deformación (47).

- En 2011 se presenta la aleación Blue Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities) utilizada con el sistema Vortex Blue. A simple vista tiene un color azul característico debido al tratamiento térmico al que son sometidas las limas. Vortex Blue es la mejora de las limas Profile Vortex M-Wire en el que se mejoran aspectos como la dureza, la eficacia de corte o la resistencia al desgaste. Su A_f es de alrededor de 38°C , siendo menor que la de Vortex M-Wire (50°C). A pesar de tener una A_f inferior a su antecesor Vortex Blue tiene una mayor flexibilidad reduciendo algo la memoria de forma, y tiene una mayor resistencia a la fatiga cíclica debido a su proceso de fabricación, que produce una fase R que en dos etapas (62,63).



Figura 13. Lima Vortex blue

- En 2015 aparece la aleación Gold wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities) para mejorar la aleación de NiTi convencional del sistema ProTaper Universal, teniendo el mismo diseño, pero siendo más flexible. Posteriormente aparece también el sistema de WaveOne Gold, que mejora de manera similar a su antecesor (64). ProTaper Gold (PTG) tienen un tratamiento térmico de transformación específico en 2 etapas con una

altas temperaturas de A_f (65) proporcionando un comportamiento martensítico a temperatura corporal con un color dorado característico.

En varios estudios (64,65) se ve un comportamiento superior respecto a su antecesor en la resistencia a la fatiga cíclica y la torsional.



Figura 14. *Lima Protaper gold*

- En 2015 aparece un nuevo instrumento, Hyflex EDM (Coltene / Whaledent, Altstätten, Suiza), que se produce a partir de la aleación de NiTi CM, introduciendo un proceso de fabricación novedoso: El EDM (electro-discharge machining) (61,65). Su composición es de 45% Ti y 55 % Ni en peso con presencia significativa de oxígeno como tratamiento de acabado. Dicho tratamiento consiste en la aplicación de una corriente eléctrica en un medio conductor, que al fluir por la superficie de la lima funde parcialmente el metal y evapora pequeñas partículas de forma controlada y repetible, produciendo una superficie isotrópica con rugosidades uniformemente distribuidas en toda la lima y eliminando inclusiones de partículas que contaminan la aleación y eliminando microfisuras. La superficie de las limas Hyflex EDM tiene grandes proporciones de fase R que alternan partículas de NiTi en estado austenítico con partículas de NiTi martensítico, con mayor proporción de estos últimos, que producen una A_f una A_f aproximada de 52°C (7,61,66).

Este proceso de fabricación es novedoso porque es la única lima que tiene tratamiento térmico y un tratamiento de superficie final. Su área transversal es similar al de su antecesora Hyflex CM (66). Pirani y colaboradores (61) observaron que tras 10 usos las limas Hyflex EDM no sufren cambios en su superficie y mantienen sus propiedades. Esto fue refrendado por otro estudio similar (66), que mostró que son más resistentes a la fatiga cíclica en comparación a las limas Hyflex CM (un 700%). Tienen además una mayor resistencia a la fractura por torsión (61).



Figura 15. *Lima Hyflex EDM*

2. Justificación y objetivos

Han transcurrido más de 25 años tras la introducción de las limas de NiTi en endodoncia, pero las posibilidades de fractura durante la conformación de conductos radiculares sigue siendo un inconveniente substancial que preocupa al clínico. A partir del análisis de la fractura de limas se diferenciaron dos mecanismos principales que son la fractura por torsión y la fractura por fatiga cíclica, teniendo en la prevalencia de los estudios una mayor proporción la fractura por fatiga cíclica.

Para evitar la fractura de los instrumentos, los fabricantes han planteado varias estrategias para mejorar las limas rotatorias de NiTi; Nuevos diseños (por ejemplo nuevas secciones transversales) y/o aplicar tratamientos térmicos nuevos. Ambos procedimientos han producido una mejora sustancial respecto a las limas de NiTi tradicional.

En este aspecto de innovación en el tratamiento adicional, las limas rotatorias Hyflex® CM mediante un proceso de fabricación patentado, introdujeron en 2011 un control de memoria único que produce una lima extremadamente flexible muy resistente a la fractura por fatiga cíclica, que además puede recuperar la forma original tras ser esterilizada en autoclave.

En 2015 el mismo fabricante introduce Hyflex® EDM con una aleación igual a la de su antecesora Hyflex CM pero aplicando un proceso de acabado innovador (electro-discharge machining), que el fabricante espera que le haga mucho más resistente a la fractura por fatiga cíclica que las limas Hyflex CM.

Con la aparición de las nuevas aleaciones más martensíticas y con temperaturas de transformación más próximas a la temperatura corporal, se ha comprobado que es importante controlar la temperatura a la que se estudian las limas cuando se someten a test *in vitro* de fatiga cíclica. En los estudios *in vitro* tradicionales las limas se fracturan a temperatura ambiente, y en los estudios recientes se ha señalado que la temperatura a la que trabajan las limas en los conductos es superior a la simulada habitualmente *in*

vitro.

No hay ningún estudio actual que valore la resistencia a la fatiga cíclica a temperatura corporal de limas sometidas al nuevo método de fabricación de Hyflex EDM, lo que puede revelar si su proceso de fabricación se muestra eficiente en condiciones *in vitro* similares a las del trabajo en clínica, lo que justifica el estudio. Por ello, el objetivo del estudio es:

- Comparar la resistencia a la fatiga cíclica de limas Hyflex EDM frente a las limas Hyflex CM a temperatura corporal a diferentes distancias de la punta, en un medio con agua destilada sometido a temperatura corporal.
- Evaluar si el nuevo proceso de fabricación (EDM) aumenta la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de aleación CM.

3. Hipótesis de trabajo

La hipótesis nula propuesta es que no existen diferencias significativas en la resistencia a la fatiga cíclica entre limas Hyflex® CM y Hyflex® EDM a 5 mm y 10 mm de la punta a temperatura corporal en un medio con agua destilada.

4. Material y método

4.1 Instrumentos utilizados en el estudio

Las lima Hyflex CM e Hyflex EDM en origen parten de la aleación de NiTi *controlled memory-Wire*. La lima Hyflex aparece en 2011 con un proceso de fabricación patentado, elaborado con *grinding* que consigue una estructura híbrida entre fase-R y marténsitica a temperatura corporal (59). Este proceso de fabricación produce unas limas extremadamente flexibles sin comportamiento elástico del NiTi convencional dando como resultado una gran resistencia a la fractura por fatiga cíclica (7,56,58).

En 2015 aparece Hyflex EDM, estas limas tienen la misma aleación NiTi que Hyflex CM pero difieren en el proceso de fabricación ya que la última generación de Hyflex no usa el *grinding* si no EDM (electro-discharge machining) (61,65). El proceso de fabricación EDM es un proceso de mecanizado utilizado en ingeniería pero que nunca antes había sido empleado para fabricar limas de endodoncia. En este proceso se produce la fusión parcial sin contacto de forma controlada y reproducible del NiTi mediante descargas eléctricas en un medio dieléctrico que deja una superficie isotrópica sin imperfecciones ni inclusiones extrañas a la propia aleación (61,66,67). Este proceso de fabricación ha sido observado por varios estudios (61,66,68) demostrando una mejora significativa frente al proceso de *grinding*. Al igual que Hyflex CM, Hyflex EDM tiene una fase R y martensítico a temperatura corporal (7,61,66).

Ambas limas tienen un diseño del área transversal muy similar pero varían en la conicidad, teniendo Hyflex EDM una conicidad más aumentada que Hyflex CM. En este estudio, para observar si las mejoras aplicadas en el proceso EDM son tales, se escogen dos puntos que están próximos en conicidad como es en 5 mm de la punta (Hyflex CM tiene un calibre de 55 y Hyflex EDM de 65) y a 10 mm de la punta (ambas limas tienen un calibre de 85).

4.2 Dispositivo de fatiga cíclica

Al no existir un patrón estándar para llevar a cabo experimentos de fatiga cíclica, se han diseñado diferentes dispositivos en los que no se reproducen condiciones clínicas habituales para el uso de limas de endodoncia (36).

En este trabajo se usa el dispositivo diseñado por la Dra. Ana Arias y Dr. José Carlos de la Macorra (69) el cual no simula una condición clínica normal pero sí permite que el procedimiento sea reproducible. Este dispositivo consiste en tres plataformas que permiten movimientos en los tres ejes del espacio para el correcto posicionamiento del instrumento:

- Plataforma horizontal (eje X): En este eje se sitúa la pieza de mano del motor de endodoncia. La plataforma se desliza sobre este plano mediante un tornillo que permite aproximarla o separarla de los otros dos ejes.
- Plataforma Vertical (eje Y): En este eje, que es perpendicular al eje X, permite mediante un tornillo la regulación de la altura de la tercera (eje Z).

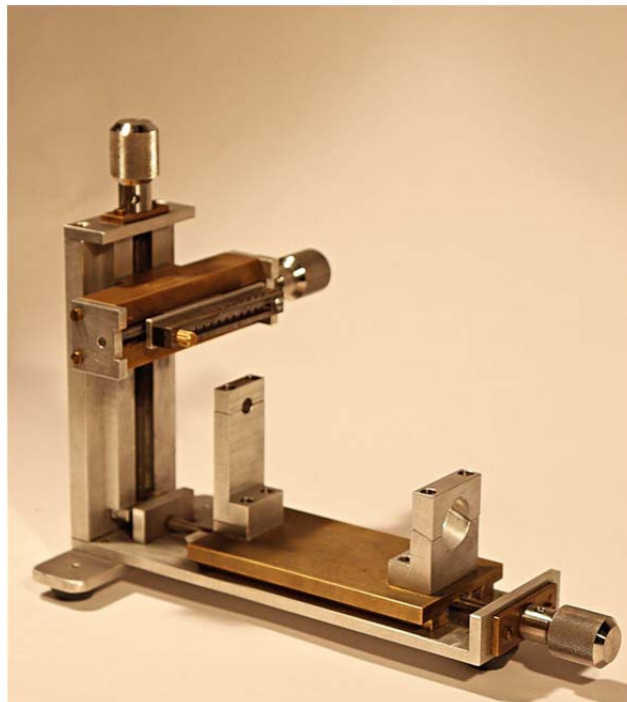
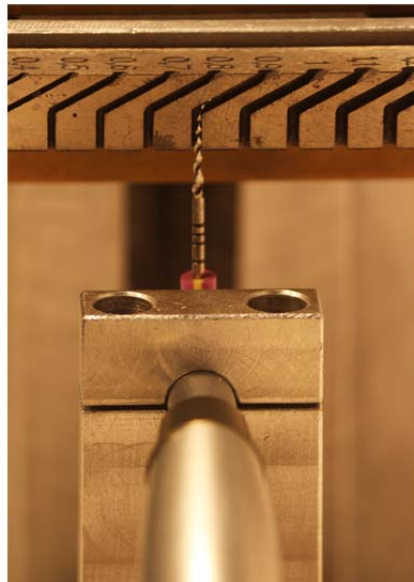


Figura 16. *Dispositivo de fatiga cíclica representados con los ejes X (horizontal), Y (Vertical) y Z*

- Plataforma vertical sobre eje Y (eje Z): Este eje contiene una pieza de acero templado que se puede mover de horizontalmente (en el eje Z) mediante el accionamiento de un tornillo. La pieza tiene once conductos abiertos con diámetros que aumentan desde 0,4 mm hasta 1,4 mm en incrementos de 0,1 mm por conducto. 5 mm de su angulación de curvatura de punto crítico de punto de nuestro causante de la cíclica.



Estos conductos tienen a entrada inferior una 60° con un radio de 3mm que provoca un flexión representando el máxima curvatura en experimento que será el fractura por fatiga

Figura 17. *Dispositivo de fatiga cíclica, detalle de eje Z con canales de diferentes diámetros.*

Debe tenerse en cuenta para el test de fatiga cíclica que el conducto debe ser más ancho en 0,1mm que la lima en la zona de máxima flexión, por lo que hay que tener en cuenta el calibre que tiene la lima en el punto que se desea fatigar.

4.3 Sistemática de trabajo

En primera instancia se selecciona la lima a la que se quiere someter a fractura por fatiga cíclica y antes de comenzar se determina la longitud de trabajo a la que se quiere provocar la fatiga del material. Tras este punto inicial la sistemática de trabajo es:

- Colocación de la lima en la pieza de mano, previamente debe estar fijada al dispositivo de fatiga cíclica.
- Colocación de la lima que se quiere fatigar en el conducto con un diámetro adecuado. Para ello, primero aproximamos la pieza de mano con la lima en el eje Z. En el seleccionamos el conducto adecuado para la lima a usar.
Por último, ajustamos la longitud a la que queremos fatigar la lima variando el eje Y. El eje Z tiene 5 mm longitud antes de llegar a la angulación de 60ª que tienen todos los conductos, por lo que para calcular la longitud de trabajo se deben sumar 5 mm de más (LT+ 5mm). El diámetro de la lima en el punto donde se quiere fatigar debe ser un 1mm mayor para tener la holgura suficiente y permitir que la lime gire libremente.
- Cierre del sistema de fijación y posicionamiento de la lima, que permite la visualización directa y de la lima y protege de los eventuales fragmentos.
- Configuración del motor eléctrico que se va usar introduciendo los parámetros deseados. En este trabajo el motor elegido es el X Smart (Dentsply, Tulsa Dental Specialities) y los parámetros con los que se configura el motor son las RPM recomendadas por el fabricante de Hyflex Cm y Hyflex EDM (500), trabajando sin torque y con la función de *autoreverse* desactivada.

- Activación simultánea del motor eléctrico y de un cronómetro (1/100 segundos), que se detiene cuando se produzca la fractura. El tiempo obtenido y otros datos como identificación de limas, longitud a la que se fatiga, diámetro y observaciones en el transcurso del proceso deben ser anotadas en una hoja de cálculo.
- Observación y medición de los fragmentos.
- Estudio de los datos obtenidos mediante el análisis de Weibull.

4.4 Variables del estudio


En este trabajo se usan las mismas condiciones en todas las limas empleadas hasta provocar fractura por fatiga cíclica. Para ello se emplean las mismas RPM, angulación, radio de curvatura y torque en movimiento continuo sin función de “reverse”.

Las variables a estudiar son:

- Variables independientes:
 - La distancia (en mm) desde la punta de la lima hasta el punto de máxima flexión que es donde se va a proceder a fatigar la lima hasta que se provoque la fractura de la misma.
 - Proceso de fabricación del instrumento (EDM/ grinding): al compararse dos instrumentos con la misma sección transversal y aleación pero fabricados con dos procedimientos diferentes.
- Variable dependiente:
 - El tiempo (en segundos) en que la lima está trabajando, fatigándose y finalmente fracturándose en el punto de máxima flexión.

4.5 Tamaño muestral a estudiar y medio de inmersión

En el estudio se usa un total de 80 limas, que se subdividen en 4 grupos de 20 limas que

son: 

- Grupo CM 5: 20 limas Hyflex® CM se colocan a 5 mm de la punta en un medio con agua destilada a temperatura corporal.
- Grupo CM 10: 20 limas Hyflex® CM se colocan a 10 mm de la punta en un medio con agua destilada a temperatura corporal.
- Grupo EDM 5: 20 limas Hyflex® EDM se colocan a 5 mm de la punta en un medio con agua destilada a temperatura corporal.
- Grupo EDM 10: 20 limas Hyflex® EDM se colocan a 10 mm de la punta en un medio con agua destilada a temperatura corporal.

<i>Medio de inmersión</i>	Grupo	Limas	N	Distancia de la punta (mm)
Agua destilada	CM 5	Hyflex® CM	20	5
	CM 10		20	10
	EDM 5	Hyflex® EDM	20	5
	EDM 10		20	10

Figura 18. *Tabla de grupos de estudio*

Las longitudes elegidas para fatigar las limas son de 5 y 10 mm de la punta. Estos puntos se eligen porque el calibre es diferente entre Hyflex CM y Hyflex EDM pero en estos puntos es similar. A 5 mm de la punta Hyflex CM tiene un calibre de 55 e Hyflex EDM de 65, por lo que para testar a esta medida se selecciona el conducto con un diámetro de 0,8 mm. A 10 mm de la punta el calibre de ambas limas es de 85 por lo que se selecciona el conducto de 10 mm de diámetro.

En la línea de los últimos estudios de fatiga cíclica (9,51,52) y a fin de recrear un

ambiente similar al de conductos radiculares, se sumerge el dispositivo de fatiga cíclica en agua doblemente destilada de tipo *Milli-Q®* (Merck, Billerica, MA, USA) contenido en un recipiente a una temperatura de 36°C, controlada mediante termómetro para recrear la temperatura corporal en un medio líquido. Para ello, se emplea un baño maría de baja temperatura (JP selecta precistern, Barcelona, España).



Figura 19. *Dispositivo de fatiga cíclica sumergido en agua*

4.6 Análisis de los datos obtenidos

Los datos obtenidos en el dispositivo de fatiga cíclica se estudian mediante el análisis de Weibull (Weibull ++ 7 software; Reliasoft Corporation, Tucson AR, USA). Este análisis se emplea en ingeniería de materiales para saber cuántos ciclos de carga puede soportar un determinado material de forma acumulativa, siendo representado a través de las curvas de Weibull. Este método difiere de los análisis clásicos de significación típicos empleados en las ciencias biomédicas, debido a que el fenómeno que estamos estudiando (la fatiga cíclica) no tiene una distribución estadística según la curva normal, sino que depende de la distribución, en el seno de la masa de material que se está fatigando, de los defectos presentes o inducidos por el proceso de fatiga.

Además de ser un análisis específico para resistencia de materiales, permite predecir la fractura de materiales frágiles que no tienen signos de deformación previa y que en principio soportan el mismo estrés (70). El NiTi presenta defectos que pueden ser desde poros, inclusiones de materiales ajenos a la aleación, microfisuras, variaciones de microestructura o impurezas (71,72), que pueden provocar debilidades en su estructura,

lo que se traduce que si el material es sometido a estrés este será más susceptible de sufrir una fractura inesperada (73), también hay que tener en cuenta que los tamaños de los defectos influyen en esa debilidad, ya que al ser más grandes menos carga hasta la fractura aguantara (74).

Los datos obtenidos se resumen en 3 parámetros (70):

- **Vida media (en segundos):** Es el tiempo medio en que la lima está en funcionamiento hasta producirse la fractura.
- **Beta (adimensional):** También conocido como módulo de Weibull. Es una medida de dispersión de los tiempos en que se produce la fractura. Un módulo bajo indica mayor dispersión, pudiéndose provocar la fractura en un intervalo de tiempo amplio. En materiales con un módulo alto la fractura se producirá en un intervalo de tiempo menor. Este parámetro permite caracterizar el comportamiento de un material, siendo conceptualmente.
- **Eta (en unidades de tiempo). Parámetro de escala:** Es el tiempo en el que el 63,2% de las limas se ha fracturado. Se puede interpretar, de forma inversa, como el tiempo que pueden resistir la fractura el 36,8% de las limas.

5. Resultados

Los parámetros de vida media, beta y eta y los intervalos de confianza (95%) obtenidos con el análisis de Weibull son:

	Vida media			Beta			Eta		
	Inf	Valor	Sup	Inf	Valor	Sup	Inf	Valor	Sup
CM 5	8,2	9,2	10,3	3,4	4,7	6,5	9,1	10,1	11,1
CM 10	1,8	2,0	2,3	2,7	3,8	5,2	2,0	2,2	2,5
EDM 5	23,5	24,9	26,3	7,0	9,8	13,8	25,0	26,2	27,5
EDM 10	2,0	2,3	2,6	2,5	3,6	5,2	2,2	2,5	2,9

Figura 20. *Tabla de resultados obtenida con análisis de Weibull*

La distribución de la confianza es mostrada en el siguiente gráfico. Partiendo desde el eje de abscisas, la comparativa tiene un 100% de confianza en la lima, según evoluciona el tiempo en el test decrece la confianza, por lo tanto es más probable que se produzca la fractura.

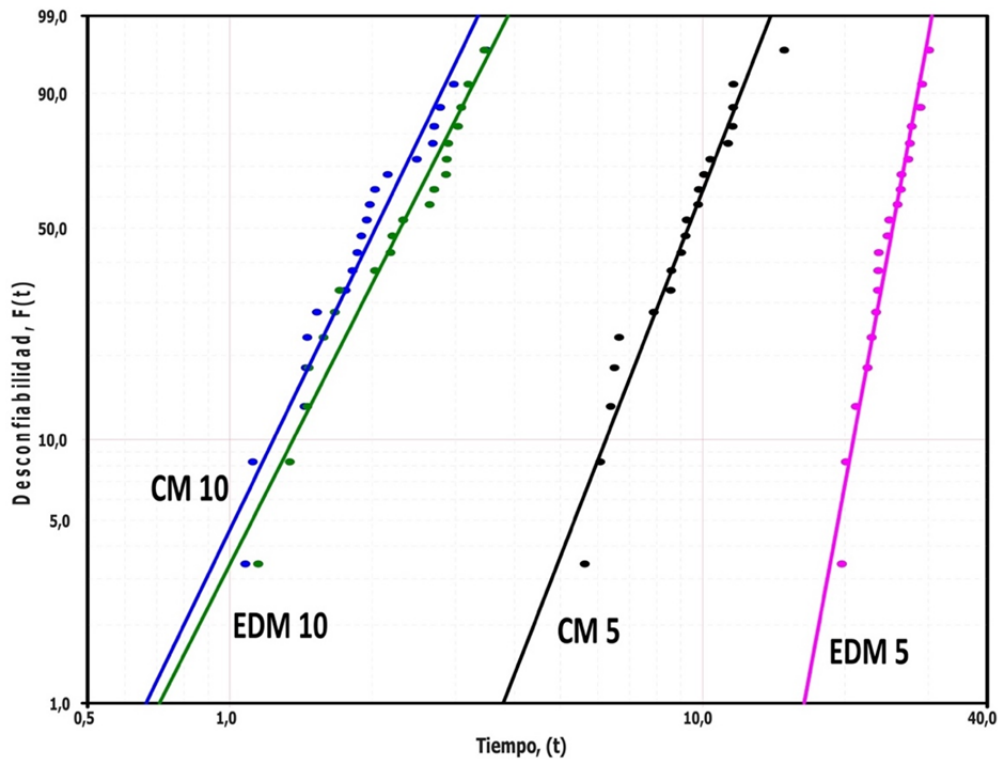


Figura 21. Distribución de Weibull con los diferentes grupos de estudio, en la que se observa la confianza en el material según avanza el tiempo.

En cuanto a las comparaciones entre grupos se muestran en la siguiente tabla, en la que el grupo de la fila durara más que el grupo de la columna con el nivel de confianza (p) que se indica.

	CM 5	CM 10	EDM 5	EDM 10
CM 5		100		100
CM10				
EDM 5	100	100		100
EDM 10		61		

Figura 22. Comparativa entre grupos de estudio y su resistencia a la fatiga cíclica.

Con los datos obtenidos se observa que el grupo EDM 5 es el más resistente a la fractura por fatiga cíclica respecto el resto de todos los grupos con un nivel de confianza del 100%. El segundo grupo más resistente es CM 5 respecto a CM 10 y EDM 10 con

un nivel de confianza del 100%. El grupo EDM 10 es más resistente a la fatiga cíclica respecto a CM 10 con un nivel de confianza del 61%.

Observando a la longitud en la que se rompen, se ve un mejor comportamiento de las limas Hyflex EDM respecto a las Hyflex CM observándose las diferencias en el grupo de 5 mm y a 10 mm no se muestran diferencias entre grupos.

Los resultados del valor beta muestran valores a 5 mm de 4,7 en Hyflex CM y de 9,8 en Hyflex EDM, indicando una pendiente muy vertical, en especial en el caso de Hyflex EDM. Esto supone que hay poca variación en el tiempo en el que fracasa la lima, lo cual supone un comportamiento muy predecible. El valor de beta a 10 mm es más bajo para ambas limas, Hyflex CM es de 3,8 y de 3,6 en Hyflex EDM, a pesar de un valor más bajo es un comportamiento predecible y similar en la parte coronal. Los valores expuestos en beta observan que a 5 mm el comportamiento es más predecible que a 10 mm.

6. Discusión

Desde la aparición del primer estudio reportando el beneficio que suponía usar la aleación NiTi en las limas de endodoncia (5) hasta la actualidad han pasado más de 25 años donde se han aplicado mejoras sustanciales en el diseño y la aleación (45,46,49). Estas mejoras han supuesto una conformación anatómica y conservadora de los conductos, disminución del transporte apical y una mayor rapidez en el trabajo (16-19) pero no han evitado minimizar el gran problema que sufren los clínicos por su uso que es la fractura de la lima (22,23) siendo esta fractura en la mayoría de sus casos provocada por fatiga cíclica (29-31). Por lo que la fractura por fatiga cíclica supone un problema para el clínico, ya que la separación del instrumento compromete de forma esencial el resultado del tratamiento de conductos (7,22,42,75).

Para estudiarla problemática del fenómeno de la fractura por fatiga cíclica surge la imposibilidad de realizar test en dientes naturales de forma ética y reproducible el

instituto nacional americano de estandarización (ANSI) y la asociación dental americana (ADA) en 1976 estandarizaron los ensayos para testar la resistencia a la torsión de limas manuales de acero se han realizado diferentes estudios que se han tomado de referencia como “*gold standard*” (76), la misma norma fue adoptada por la organización internacional de estandarización (ISO), estas pruebas están diseñadas para limas con una conicidad de 0,02 mm.

El problema que surge es que no hay una estandarización internacional para testar limas en fatiga cíclica, ni ningún tipo de test para limas rotatorias de Ni-Ti (36). Como fue descrito por Sattapan y cols. (25) la fractura por fatiga cíclica se produce en el punto de mayor flexión que gira libremente a diferencia de la fractura por torsión en la que se queda trabada la lima en un punto y el resto del instrumento sigue girando, por lo que para realizar test de fatiga cíclica no se puede recurrir a ningún test estándar actual por tratarse de un fenómeno similar pero diferente y por realizarse con limas rotatorias de Ni-Ti. Todo esto supone un inconveniente porque no hay un método homogéneo a nivel internacional.

La estandarización es necesaria porque no hay disponible ningún método estandarizado para testar la fatiga cíclica en limas de endodoncia, ni para limas rotatorias de Ni-Ti. Además dichos test parten desde el inconveniente inicial de que es imposible reproducir una situación clínica normal por ser cada conducto radicular único, por lo que entrarían múltiples factores de confusión (28,36).

A pesar de los inconvenientes descritos, el fenómeno de fractura por fatiga cíclica en endodoncia ha sido extensamente documentado desde hace varias décadas por ser un problema clínico complejo. El fenómeno se ha estudiado *in vitro* de forma estática y dinámica y utilizando diferentes dispositivo con bloques de plástico, tubos metálicos, agujas o conductos labrados en piezas metálicas con diferentes ángulos y radios de curvatura obteniéndose una resultados muy heterogéneos lo cual dificulta la obtención de una referencia y consenso en cuanto a resultados (36).

A partir del estudio de los diferentes dispositivos descritos en los estudios, la Dra. Ana Arias y el Dr. José Carlos de la Macorra diseñaron un dispositivo similar (69) al descrito por Larsen y cols. (77) pero con mejoras, las cuales se observan en el eje Z donde hay once conductos iguales con la única diferencia del diámetro según el

conducto, lo que permite realizar test a diferentes alturas de la lima de forma reproducible controlando de manera predecible todas las variables que pueden intervenir, evitar la fractura por torsión y mantener la capacidad de corte. Además, con este dispositivo la fatiga se centra únicamente en los factores propios de la lima. Y que es abierto, lo que supone que se pueden analizar limas a distintas alturas.

Pese a ser un dispositivo muy válido presenta algunas limitaciones. Tiene unos canales que no están adaptados a ningún tipo de lima en concreto. En el artículo de revisión de Plotino y colaboradores (36), al describirse los diferentes dispositivos de fatiga cíclica se destaca el ajuste en cuanto a tamaño y conicidad de los conductos a las limas porque un desajuste puede provocar vibraciones, desgastes excesivos o acúmulo de estrés en zonas de la lima que pueden suponer una distorsión en los resultados ya que pueden aparecer cambios al exhibir las limas su capacidad elástica variando el radio y el ángulo. Este aspecto resulta problemático ya que supone realizar un conducto a medida para cada tipo de lima, lo cual implicaría un sobre coste notable y una ralentización del trabajo.

Otro aspecto es que en este estudio se realiza una instrumentación estática, lo cual supone un acumulo de estrés en una zona concreta, lo que no es una situación común en clínica, donde se hace instrumentación dinámica, lo que hace que se disminuyan de manera importante los ciclos de carga que soporta una lima, al repartirse la carga a lo largo de la lima (35,36).

Sin embargo, el sistema aporta reproductibilidad a los test de fractura por fatiga cíclica, ya que ambos aspectos descritos son reproductibles, lo que permite caracterizar sus propiedades como material y su resistencia a la fatiga cíclica (69).

En este trabajo se emplea un dispositivo original para test de fatiga, y un tipo de análisis cada vez más frecuente en el campo del estudio de los materiales odontológicos como es el análisis de Weibull.

El análisis de Weibull describe el riesgo de fractura relacionando con el tiempo; esto es que al transcurrir el tiempo va aumentando la posibilidad de que se produzca la fractura reflejándose a través de la distribución de Weibull, donde un módulo alto (una

pendiente pronunciada) indica un comportamiento predecible (70).

Este test es ampliamente usado en ingeniería para el estudio de resistencia de materiales y su estructura, siendo uno de los más aplicados a nivel mundial. En odontología, fue introducido por este grupo de investigación (38,49,69,78) y actualmente ha empezado a emplearse por otros grupos de investigación (79-81) porque se ha demostrado más eficiente que la estadística convencional para analizar este fenómeno, ya que la fatiga cíclica no sigue un patrón de distribución normal.

El otro punto singular del trabajo es el uso de un medio líquido a temperatura corporal. Este concepto tiene su inicio con el trabajo de Hemptinne y colaboradores (82) donde se describió que la temperatura a la que trabajan las limas dentro de un conducto es de 35°C. Hasta hace poco tiempo todos los test de fatiga cíclica son realizados a temperatura ambiente pero estos test *in vitro* anteriores pierden cierto rigor cuando se analizan las limas fabricadas con las nuevas aleaciones tratadas térmicamente ya que la temperatura de transformación de estas es más cercana a la temperatura corporal (51,62,64,66) porque las limas trabajan a una temperatura por debajo a la que trabajan en un conducto por lo tanto tienden a sobreestimar su resistencia a la fatiga.

Al emplearse las limas a una temperatura más alta durante su uso clínico influye que tipo de aleación tengan porque aleaciones con una A_f más baja de 35°C estarán en un estado austenítico y por encima permanecerán en martensítico pero en una menor proporción, Las limas en estado austenita tenderán a tener un mayor comportamiento elástico, lo que provocara una deformación del conducto y por último una mayor susceptibilidad a la fractura por fatiga cíclica (42,51,63).

Tras describirse que la temperatura puede influir de manera trascendental la resistencia a la fatiga cíclica pierde el sentido de seguir realizando los test a temperatura ambiente porque se obtienen unos resultados sobrevalorados a la resistencia a la fatiga cíclica. Los últimos estudios sobre fatiga cíclica son en esta línea, en los que se estudia que influencia tiene la temperatura sobre el número de ciclos que pueden aguantar a diferentes temperaturas observándose que en todos que si se supera la A_f de la lima se reduce de forma drástica la resistencia a la fatiga cíclica, a su vez se observa que las limas con los tratamientos térmicos más novedosos que tienen una A_f alta se muestran más resistentes que el NiTi tradicional o tratamiento térmicos con una A_f por debajo de

la temperatura corporal (9,42,51,52).

Las diferencias en la resistencia de la fatiga cíclica a diferentes longitudes ha sido documentada por numerosos estudios (22,41,69) con diferentes tipos de sistemas de limas rotatorias de NiTi. Estos estudios observan que las limas en diámetros pequeños, como suele darse en la zona apical, son más resistentes a fatiga cíclica que las zonas con grandes diámetros donde al haber más masa es más rígida la zona siendo menos elástico y más susceptible de fractura, a la vez que al ser un diámetro más grande tenga más fallos en superficie.

De los estudios anteriormente citados, el de Schäfer y colaboradores (41) muestra que además del diámetro de la lima influye su conicidad, siendo más susceptible de fractura aquellas limas que superen una conicidad 0,04. En este sentido, los estudios en la literatura coinciden en que el fenómeno de resistencia a la fatiga cíclica hay una mayor resistencia a nivel apical que coronal por lo anteriormente explicado. En nuestro estudio se observa que la resistencia a la fatiga cíclica es mayor a 5 mm que a 10 mm siendo estadísticamente significativa la diferencia entre grupos, por lo que a pesar de las mejoras introducidas y bien documentadas en la literatura (10,31,54,55) estas aportan una mayor resistencia a fatiga cíclica en su parte apical y no coronal donde si influye más el diámetro del instrumento.

En la literatura disponible no hay ningún estudio *in vitro* de forma reproducible comparando a Hyflex CM e Hyflex EDM a temperatura corporal. Los estudios similares (61,66) realizan las pruebas de resistencia a fatiga cíclica sobre conductos naturales de dientes exodonciados o limas que se han usado en previamente en clínica. Pirani y colaboradores (61) hicieron su estudio sobre dientes naturales exodonciados *in vitro* que tenían curvaturas severas, realizando un tratamiento de conductos de forma habitual y concluyeron que la resistencia de Hyflex EDM es de 7 veces mejor que Hyflex CM. A diferencia de nuestro estudio, se realiza en unas condiciones más reales pero no reproducibles al llevarse a cabo sobre dientes naturales donde no vamos a tener un punto único de fatiga donde se repartirá la carga y no reproducible porque cada anatomía del sistema de conductos es única, tampoco se recrea a temperatura corporal, ni se mide un punto en concreto de fatiga. Nuestro trabajo muestra una diferencia del 100% entre Hyflex EDM y Hyflex CM a 5 mm de la punta demostrándose que el nuevo proceso de fabricación EDM mejora la resistencia a la fatiga cíclica teniendo un

comportamiento muy previsible reflejado en el relativamente alto valor beta. En la distancia de 10 mm de la punta, en nuestro estudio no se aprecian diferencias significativas a pesar del nuevo proceso de fabricación, por lo que a pesar de que las mejoras introducidas en nuevas aleaciones de NiTi y procesos de fabricación, el diámetro parece jugar un papel fundamental en la resistencia a la fatiga cíclica, por lo que se plantea como fundamental un correcto *plefaring* para evitar puntos de fatiga coronales donde y así reducir la fatiga en esas zonas coronales (83,84).

Los resultados de este estudio y en otro similar (61) de que el nuevo proceso de fabricación es superior al método tradicional de *grinding*, fueron observados por otros estudios con limas con aleaciones de última generación que están fabricadas con el proceso de fabricación de *grinding* obteniéndose unos resultados muy superiores por Hyflex EDM en resistencia a la fatiga cíclica (65,68).

Sería interesante seguir en la línea de comparación de Hyflex EDM, su proceso de fabricación es novedoso en la fabricación de limas siendo de importancia conocer más sobre el y si verdaderamente supone una mejora sustancial en comparación con los procesos de fabricación que se conocen hasta la fecha, de ello podremos obtener un avance en la mejora de los instrumentos y en definitiva en la calidad del trabajo en clínica.

Por otro lado, los estudios similares que se han mencionado se han realizado a temperatura ambiente, por lo que también sería interesante seguir en la línea que se ha realizado este estudio y otros estudios en la actualidad (9,42,52) usando un medio líquido principalmente a temperatura corporal para testarlas en unas condiciones más reales y tener conocimiento si el procesamiento de Hyflex EDM se mantiene en una fase R y martensítica a temperatura de trabajo como describe Iacono y colaboradores (66).

7. Conclusiones

Con las limitaciones de este estudio *in vitro* se puede concluir que:

- La resistencia a la fatiga cíclica a temperatura corporal en un medio de agua destilada de las limas Hyflex® EDM es significativamente mayor a las limas Hyflex® CM a 5 mm de la punta y no significativa a 10 mm de la punta, siendo en ambos casos mayor la resistencia a la fatiga cíclica a 5 mm que a 10 mm.
- El nuevo de fabricación aplicado en las limas Hyflex EDM las confiere una mayor

resistencia a la fractura por fatiga cíclica en la región apical respecto a Hyflex CM, mientras que en la región coronal no se aprecian diferencias en la resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

8. Bibliografía

1. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. Journal of applied physics. 1963.
2. Wu MH, Schetky LM. Industrial applications for shape memory alloys. 2000.
3. Andreasen GF, Barrett RD. An evaluation of cobalt-substituted nitinol wire in orthodontics. American journal of orthodontics. 1973.

4. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res*. 1975 Jan;54(1):89–96.
5. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*. 1988 Jul;14(7):346–51.
6. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. 2000 Jul;33(4):297–310.
7. Shen Y, Zhou H-M, Zheng Y-F, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 2013 Feb;39(2):163–72.
8. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2012 Nov;45(11):1027–34.
9. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, et al. Environmental Temperature Drastically Affects Flexural Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Files. *Journal of Endodontics*. 2017 Jul;43(7):1157–60.
10. Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J*. 2010 Feb;43(2):125–34.
11. Poncet PP. Nitinol medical device design considerations. *Strain*. 2000.
12. Ebihara A, Yahata Y, Miyara K, Nakano K, Hayashi Y, Suda H. Heat treatment of nickel-titanium rotary endodontic instruments: effects on bending properties and shaping abilities. *Int Endod J*. 2011 Sep;44(9):843–9.
13. Pelton, Duerig, Stöckel. A guide to shape memory and superelasticity in Nitinol medical devices. *Minim Invasive Ther Allied Technol*. 2004 Aug;13(4):218–21.
14. Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*. 2006 Feb;39(2):119–26.
15. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, et al. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*. 2007 Apr;40(4):247–53.
16. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2008 Jun;105(6):798–800.
17. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J*. 2012 Feb;45(2):113–28.

18. Hülsmann M, Herbst U, Schäfers F. Comparative study of root-canal preparation using Lightspeed and Quantec SC rotary NiTi instruments. *Int Endod J.* 2003 Nov;36(11):748–56.
19. Cheung GSP, Liu CSY. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *Journal of Endodontics.* 2009 Jul;35(7):938–43.
20. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Carlos E. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics.* 1995;21(3):146–51.
21. Paragliola R, Franco V, Fabiani C, Mazzoni A, Nato F, Tay FR, et al. Final rinse optimization: influence of different agitation protocols. *Journal of Endodontics.* 2010 Feb;36(2):282–5.
22. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of Endodontics.* 2006 Nov;32(11):1031–43.
23. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics.* 2012 Feb;38(2):222–5.
24. Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C. Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics.* 2011 Jul;37(7):1013–6.
25. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics.* 2000 Mar;26(3):161–5.
26. De-Deus G, Moreira EJJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J.* 2010 Dec;43(12):1063–8.
27. Cheung G, Peng B, Bian Z, Shen Y. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J.* 2005.
28. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of Endodontics.* 2006 Jan;32(1):55–7.
29. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics.* 2007 Mar;33(3):276–9.
30. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of Endodontics.* 2004 Oct;30(10):722–5.
31. Shen Y, Cheung GS-P, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *Journal of Endodontics.* 2006 Jan;32(1):61–5.

32. Kim J-Y, Cheung GS-P, Park S-H, Ko D-C, Kim J-W, Kim H-C. Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance. *Journal of Endodontics*. 2012 Apr;38(4):527–30.
33. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*. 2004 Aug;30(8):559–67.
34. Peters OA, Boessler C, Zehnder M. Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *Int Endod J*. 2005 Apr;38(4):223–9.
35. De-Deus G, Leal Vieira VT, Nogueira da Silva EJ, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ. Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. *Journal of Endodontics*. 2014 Apr;40(4):575–9.
36. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2009 Nov;35(11):1469–76.
37. Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2004 Jun;30(6):410–2.
38. Pérez-Higueras JJ, Arias A, la Macorra de JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *Journal of Endodontics*. 2013 Dec;39(12):1585–8.
39. Rodrigues RCV, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, De Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. Elsevier; 2011 Nov;37(11):1553–7.
40. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of Endodontics*. 2002 Jun;28(6):448–51.
41. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2003 Dec;96(6):757–63.
42. Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. *Journal of Endodontics*. 2017 Feb;43(2):200–2.
43. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use. *Journal of Endodontics*. 2005 Jan;31(1):40–3.
44. Castelló-Escrivá R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Román-Richon S, Faus-Llácer VJ. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *Journal of Endodontics*. 2012 Nov;38(11):1521–4.
45. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Effect of autoclave sterilization on the

- cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel-Titanium instruments. *Int Endod J*. 2016 Oct;49(10):990–5.
46. Seago ST, Bergeron BE, Kirkpatrick TC, Roberts MD, Roberts HW, Himel VT, et al. Effect of repeated simulated clinical use and sterilization on the cutting efficiency and flexibility of Hyflex CM nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2015 May;41(5):725–8.
 47. Alfoqom Alazemi M, Bryant ST, Dummer PMH. Deformation of HyFlex CM instruments and their shape recovery following heat sterilization. *Int Endod J*. 2015 Jun;48(6):593–601.
 48. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*. 2011 Jan;37(1):72–4.
 49. Arias A, Perez-Higueras JJ, la Macorra de JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *Int Endod J*. 2014 Mar;47(3):257–63.
 50. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2012 Mar;38(3):376–80.
 51. de Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. *Journal of Endodontics*. 2016 May;42(5):782–7.
 52. Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The Effect of Temperature on Cyclic Fatigue of Nickel-titanium Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics*. 2017 May;43(5):823–6.
 53. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2008 Nov;34(11):1406–9.
 54. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontics*. 2012 Jan;38(1):105–7.
 55. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WAT, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2009 Nov;35(11):1589–93.
 56. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J*. 2013 Aug;46(8):720–9.
 57. Al-Hadlaq SMS, Aljarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2010 Feb;36(2):305–7.

58. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology*. 2014 Jan;102(1):31–5.
59. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of Endodontics*. 2011 Sep;37(9):1293–5.
60. Campbell L, Shen Y, Zhou H-M, Haapasalo M. Effect of fatigue on torsional failure of nickel-titanium controlled memory instruments. *Journal of Endodontics*. 2014 Apr;40(4):562–5.
61. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, et al. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. 2016 May;49(5):483–93.
62. Shen Y, Zhou H, Coil JM, Aljazaeri B, Buttar R, Wang Z, et al. ProFile Vortex and Vortex Blue Nickel-Titanium Rotary Instruments after Clinical Use. *Journal of Endodontics*. Elsevier; 2015 Jun 1;41(6):937–42.
63. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue Treatment Enhances Cyclic Fatigue Resistance of Vortex Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of Endodontics*. Elsevier; 2014 Sep 1;40(9):1451–3.
64. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang Z-J, Shen Y. Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *Journal of Endodontics*. Elsevier; 2015 Jul 1;41(7):1134–8.
65. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties. *Journal of Endodontics*. 2016 Dec;42(12):1840–3.
66. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, et al. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J*. 2017 Mar;50(3):303–13.
67. Guo Y, Klink A, Fu C, Snyder J. Machinability and surface integrity of Nitinol shape memory alloy. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*. 2013.
68. Pedullà E, Savio Lo F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, et al. Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. *Journal of Endodontics*. 2016 Jan;42(1):156–9.
69. Arias A, Perez-Higueras JJ, la Macorra de JC. Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of Reciproc and WaveOne new files. *Journal of Endodontics*. 2012 Sep;38(9):1244–8.
70. Lu C, Danzer R, Fischer FD. Fracture statistics of brittle materials: Weibull or normal distribution. *Phys Rev E Stat Nonlin Soft Matter Phys*. 2002 Jun;65(6 Pt

2):067102.

71. Sun CQ. Thermo-mechanical behavior of low-dimensional systems: The local bond average approach. *Progress in Materials Science*. 2009.
72. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dental Materials*. 2010;26(2):135–47.
73. Ferrari M, Goracci C, Sadek F, Cardoso PEC. Microtensile bond strength tests: scanning electron microscopy evaluation of sample integrity before testing. *European Journal of Oral Sciences*. Munksgaard International Publishers; 2002 Oct 1;110(5):385–91.
74. Burrow MF, Thomas D, Swain MV, Tyas MJ. Analysis of tensile bond strengths using Weibull statistics. *Biomaterials*. 2004 Sep;25(20):5031–5.
75. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J*. 2012 May;45(5):469–74.
76. Bolger WL, Gough RW. Commentary on resistance to fracture by twisting: ANSI/ADA specification No. 28 and No. 58. *Journal of Endodontics*. 1985;11(6):245–8.
77. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2009 Mar;35(3):401–3.
78. Perez-Higueras JJ, Arias A, la Macorra de JC, Peters OA. Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Journal of Endodontics*. 2014 Sep;40(9):1477–81.
79. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2014 Aug;40(8):1190–3.
80. ELSAKA SE, ELNAGHY AM. Cyclic fatigue resistance of OneShape and WaveOne instruments using different angles of curvature. *Dent Mater J*. 2015;34(3):358–63.
81. Silva EJNL, Villarino LS, Vieira VTL, Accorsi-Mendonça T, Antunes HDS, De-Deus G, et al. Bending Resistance and Cyclic Fatigue Life of Reciproc, Unicone, and WaveOne Reciprocating Instruments. *Journal of Endodontics*. 2016 Dec;42(12):1789–93.
82. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In Vivo Intracanal Temperature Evolution during Endodontic Treatment after the Injection of Room Temperature or Preheated Sodium Hypochlorite. *Journal of Endodontics*. 2015 Jul;41(7):1112–5.
83. Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu G-HR, Torabinejad M. The effect

of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2002 Jul;28(7):543–5.

84. Ehrhardt IC, Zuolo ML, Cunha RS, De Martin AS, Kherlakian D, Carvalho MCC de, et al. Assessment of the separation incidence of mtwo files used with preflaring: prospective clinical study. *Journal of Endodontics*. 2012 Aug;38(8):1078–81.